

呼吸分析用質量分析計コンピュータ・システムの運動生理学への応用

圓 吉 夫*・富田耕太郎*・高橋一衛*・西 功**

(昭和 56 年 12 月 1 日受付)

Application of Respiratory Mass Spectrometer to the Study of Physical Physiology

By Yoshio EN, Koutaro TOMIDA, Kazue TAKAHASHI
and Isao NISHI

A new method for the study of physical fitness has been developed by use of respiratory mass spectrometer and computer system.

The measuring system developed consists of a respiratory mass spectrometer, a pneumotachometer, a thermometer, a heart rate meter, a respiratory rate checker and a computer system. The computer system consists of an analogue processor and a microcomputer system with its I/O units. I/O units consist of a character display, a printer, a X-Y plotter and a multi-pen recorder. The concentrations (FO_2 , FCO_2 , FN_2 , FAR), the flow rate (vE), the temperature (tr) of the expired gas and the heart rate (HR) are simultaneously and continuously measured.

The ventilation VE , O_2 uptake VO_2 , CO_2 production VCO_2 are computed by the analogue processor for a each breath, and the results are transmitted to the digital computer, where they are processed as the forms of the physiological factors.

The factors were measured on the various conditions of the exercise. The fundamental computation formulae for VE , VO_2 , VCO_2 are

$$\begin{aligned} VE(BTPS) &= \frac{P_B - PH_2O(tr)}{P_B - 47} \times \frac{310}{273 + tr} \times \int_0^T vE dt \\ VO_2(STPD) &= \frac{P_B - PH_2O(tr)}{760} \times \frac{273}{273 + tr} \times \int_0^T \left(\frac{FO_{2I}}{FN_{2I}} \cdot FN_{2E} - FO_{2E} \right) vE dt \\ VCO_2(STPD) &= \frac{P_B - PH_2O(tr)}{760} \times \frac{273}{273 + tr} \times \int_0^T (FCO_{2E} - FCO_{2I}) vE dt \end{aligned}$$

The measurable physiological factors are

- (1) FCO_2 , FO_2 , FN_2 , FAR , $PACO_2$, PAO_2 , PAN_2 , V , RR , HR
- (2) VE , VO_2 , VCO_2 , VN_2 , VE/W , VO_2/W , VCO_2/W , VO_2/HR , VO_2/A , VAE , VD , FRC , VC
- (3) RQ ($\equiv VCO_2/VO_2$), VO_2/VE , VCO_2/VE , VE/VO_2
- (4) E , E/A , E/W , BMR , RMR

The factors measured can be displayed on the printer and on the X-Y plotter. Several tentative measurements were performed and the results and the method are discussed from the stand point of application of the system to the study of physical fitness.

1. はじめに

近年、体力評価において人体をシステム総体としてとらえ、生理的機能の測定、なかでも肺、循環器の機能、

筋や他の組織におけるエネルギー代謝様態の測定が中心的課題として認識されつつある。

各種の物理的呼吸ガス分析手段（磁気式、ポーラログ

* 体育生理学研究室

** 東京理科大学理工学部物理学科

ラフ式の O_2 メータ, 赤外線法による CO_2 , CO メータ, 放電式による N_2 メータ, そして質量分析計, 呼吸気フローメータ, およびコンピュータ・システム (特にミニコンピュータ, マイクロコンピュータ・システム) の技術の発展にともない VE , VO_2 , VCO_2 等の各種の連続測定法が実用されつつある。なかでも呼吸分析用質量分析計・コンピュータ・システムのこの方面における応用は, 最も発展に富むものと期待される。

質量分析型呼吸分析計の他の分析機器に比した利点は,

(1) すべてのガス種をそれぞれのイオンの質量, 電荷比 M/e による同一の原理で測定しうる。これによって一つの装置で多種類のガス種を同時に測定することが比較的容易にできることである^{1), 2)}。したがって又, 生理的に物理的に異なる性質の複数のガスを同時に測定することによって多角的情報をうることができる。 O_2 , CO_2 , N_2 による酸素摂取量, 炭酸ガス産生量の測定, He (又は Ar) による肺換気効率測定, C_2H_2 (又は N_2O Freon) による心拍出量, $C^{18}O$ による $DLCO$ の測定など同時測定の試みは, 質量分析計のこの利点を最大限に生かすものである。

(2) より早い応答

適切に設計されたガス導入系を用いれば 100 ms 以下の早い立ち上りの測定が可能で, これによって運動負荷, その他生理的負荷に対する生体の応答をより正確に測定することができる。

(3) より少量のサンプル所要量

イオン源で必要とされるサンプル量は $1 \times 10^{-5} \text{ Torr} \cdot l/\text{sec}$ ($1 \times 10^{-5} \text{ m}^3[\text{STPD}]/\text{sec}$) 以下で必要に応じ適切なサンプリング法を工夫すれば, 生体組織内ガスの直接のサンプリングも可能である。

(4) より高い測定精度

原理的, 技術的に他の測定法に比し, より高い測定精度が期待しうるなどである³⁾。

近年, コンピュータ技術の急速な発展に伴い多くの必要な測定手段をも含め, 質量分析法のこれらの利点を最大限に生かす測定法, 解析法のより高度の開発が急務と思われる。

我々は, 呼吸, 代謝因子の連続測定を目的として新しく開発された呼吸分析用質量分析計, フローメータ, HR メータ, コンピュータの組合せシステム⁴⁾ (東京理科大学医用質量分析研究室開発) によって種々の運動負荷条件下での VE , VO_2 , VCO_2 , HR を中心とした測定を試み, 主として運動生理学への応用の立場から開発さ

れた測定法の評価と問題点について考察した。

同種の測定法としては古くは, G. Cumming⁵⁾ によるアナログ方式の測定法がある。近くは, W. L. Beaver *et al.*⁶⁾, P. Watkins⁷⁾, I. Nishi *et al.*⁸⁾ によるコンピュータ処理測定法がある。

本測定法による測定法の開発においては, 前記質量分析法の利点を十分に生かすべくサンプル導入, 後述のサンプルフロー v , 濃度 F_G , この測定法の位相整合を含む信号処理法についての基礎的問題から, ガスマスク・ニューモタコの改造等実際の測定における技術的問題にわたって, システム的吟味と工夫開発が行われた。

本測定法の利点は, 特に従来の測定法に比し, 運動負荷過渡時の生理的反応をより軽度の侵襲でより正確に, より多角的に実時間測定を実現した点にあると思われる。

2. 測定法

2.1. 測定法の概要

呼吸ガス濃度 (FO_2 , FCO_2 , FN_2 , FAR), 呼吸ガスフロー (VE), 呼吸流温度 (tr) をそれぞれ呼吸分析用質量分析計, 電子式ニューモタコメータ, サーミスタ温度計によって連続測定し, この結果をコンピュータでオンライン処理し, 呼吸ごと, あるいは単位時間当りの VE , VO_2 , VCO_2 を実時間測定した。これらの諸量と更に心拍数, 呼吸数を同時に測定, 測定前に入力した気圧等の環境条件, 性別, 年齢, 身長, 体重等被検者条件と合せて, 心肺機能, 代謝に関する二次的諸量を実時間測定した。

実時間測定可能な諸量は,

(1) FCO_2 , FO_2 , FN_2 , FAR , $PACO_2$, PAO_2 , PAN_2 , V , RR , HR

(2) VE , VO_2 , VCO_2 , VN_2 , TV , VE/W , VO_2/W , VCO_2/W , VO_2/HR , VO_2/A , VAE , VD , FRC , VC

(3) RQ ($\equiv VCO_2/VO_2$), VO_2/VE , VCO_2/VE , VE/VO_2

(4) E , E/A , E/W , BMR , RMR

などである。これらの量は呼吸ごと, 又は 10 秒, 30 秒, 1 分ごとの繰返しで測定可能である。出力項目と, 測定の繰返し時間は目的に応じていくつかの形式が用意された。又, 測定後, 必要に応じ運動負荷条件, 血圧測定値をも入力し, これらを加えて前記諸量間の相関を図示することができる。

2.2. VE , VO_2 , VCO_2 測定法

1 呼吸当りの換気量 VE , 酸素摂取量 VO_2 , 炭酸ガス

産出量 VCO_2 の測定は、呼出ガス回路における vE , FO_{2E} , FCO_{2E} , FN_{2E} , 呼吸流温度 (ニューモタコ部位での) tr ($^{\circ}C$) の連続測定値より下記の演算式によって行われた。

$$VE(BTPS) = \frac{P_B - PH_2O(tr)}{P_B - 47} \times \frac{310}{273 + tr} \times \int_0^T vEdt \quad (1)$$

$$VO_2(STPD) = \frac{P_B - PH_2O(tr)}{760} \times \frac{273}{273 + tr} \times \int_0^T \left(\frac{FO_{2I}}{FN_{2I}} \cdot FN_{2E} - FO_{2E} \right) vEdt \quad (2)$$

$$VCO_2(STPD) = \frac{P_B - PH_2O(tr)}{760} \times \frac{273}{273 + tr} \times \int_0^T (FCO_{2E} - FCO_{2I}) vEdt \quad (3)$$

ここで V , FO_2 , FCO_2 , FN_2 における E , I の添字は呼吸, 吸気の別を表わす。 P_B (Torr) は大気圧, PH_2O (tr) は $t^{\circ}C$ での飽和水蒸気圧, T は 1 呼吸当りの時間を表わす。(1) 式の積分演算部はニューモタコ部位温度で測定した水蒸気飽和の気量を表わす。積分値に作用させた P_B , PH_2O (tr), tr からなる演算式は, VE を $BTPS$, $VO_2 \cdot VCO_2$ を $STPD$ で表わすための気圧, 温度, 水蒸気の補正係数を表わす。

又, VO_2 の演算において $(FO_{2E} - FO_{2I})$ の代わりに $(FO_{2I}/FN_{2I} \cdot FN_{2E} - FO_{2E})$ を用いた。このことによって $VO_2 \neq VCO_2$, したがって $V_I \neq V_E$ である場合の補正が行われた。(定常状態において同一気温, 同一気圧の下で $VN_{2I} = VN_{2E}$ と仮定した。) 実際の測定系において FO_{2I}/FN_{2I} の決定は, 吸気ガスを導入して $(KFN_{2I} - FO_{2I}) \rightarrow 0$ となるよう FN_{2E} の減衰率 K を定めることによって行われた。このとき $K = FO_{2I}/FN_{2I}$ となる。

ガス濃度 FO_2 , FCO_2 , FN_2 の変化はフロー V の変化に対し, 時間 T_L だけ遅れて検出される。これは測定サンプルがガス導入プローブをへてイオン源まで輸送されるのに時間 T_L を要するのに対し, V はほとんど遅れなしに検出されるからである。上記 (2), (3) 式の演算は, VE の測定値を時間 T_L だけ保持し, 濃度 FO_2 , FCO_2 , FN_2 との位相を合致させた上で実行する。

前出の VE , VO_2 , VCO_2 の演算式は 1 呼吸当りのものである。この測定の積分部の演算は後述のアナログ演算装置 (メタボリズムメータ) によって行われ, デジタルコンピュータ部へ転送される。ここで更に一定時間, 積算され温度, 湿度, 気圧の補正をうけ, 1 分値に換算

して出力される。

基本測定が呼吸ごとであるため, 一般に 10 秒, 30 秒 1 分等の時間の区切りと基本測定の区切りの時間は一致しない。例えば 30 秒繰返し測定の場合, 1 分値換算は次のように行われた。

30 秒の繰返しの区切りに対し, 呼吸ごとの基本測定の区切りが, 28 秒であったとする。このときこの 30 秒区切りに属する VO_2 の 1 分換算値は,

$$VO_2(1 \text{ 分値}) = VO_2(28 \text{ 秒値}) \times \frac{60}{28}$$

VE (1 分値), VCO_2 (1 分値) の換算も同様に行われた。

3. 測定システム

3.1. 測定システムの構成

Fig. 1 に測定システムの構成図を示す。各構成部の概要は以下のようである。

(1) ガスマスク

ニューモタコ直結用の特製アダプタつきで, 吸気口, 呼気口を別々に具える。

(2) ニューモタコ

フライシュ型ニューモタコを特に運動負荷時の使用を考慮して, マスク直結用に軽量化した。

(3) 呼吸分析用質量分析計

磁場型複式コレクタ方式, 測定ガスは, O_2 , CO_2 , N_2 , Ar 。出力形式は濃度 FO_2 , FCO_2 , FN_2 , FAR [10 V/100 %]。

応答; 100 ms (90% 立上り, サンプリング率 60 ml/min. で)

安定度; FN_2 , FO_2 それぞれ 80%, 20% の測定において $\pm 0.02\%/h$, FCO_2 5% に対し, $\pm 0.01\%/h$ 以下の変動。

(4) 呼吸気温度計

測定気量の温度, 水蒸気量補正のため, ニューモタコ部位の気流温度測定用, 0.2 sec 応答, $30^{\circ}C$ 前後で $0.1^{\circ}C$ 精度のサーミスタ温度計。(特性)

(5) 呼吸変換点検出器

マスク内圧力変化より検出, 呼吸数の計測と呼吸ごとのアナログ演算部, デジタル演算部間のデータ授受指示信号発生器として用いる。

(6) メタボリズムメータ

$\int_0^T vEdt$, $\int_0^T \left(\frac{FO_{2I}}{FN_{2I}} \cdot FN_{2E} - FO_{2E} \right) vEdt$, $\int_0^T (FCO_{2E} - FCO_{2I}) vEdt$ の演算を呼吸ごとに繰返し, その結果を呼

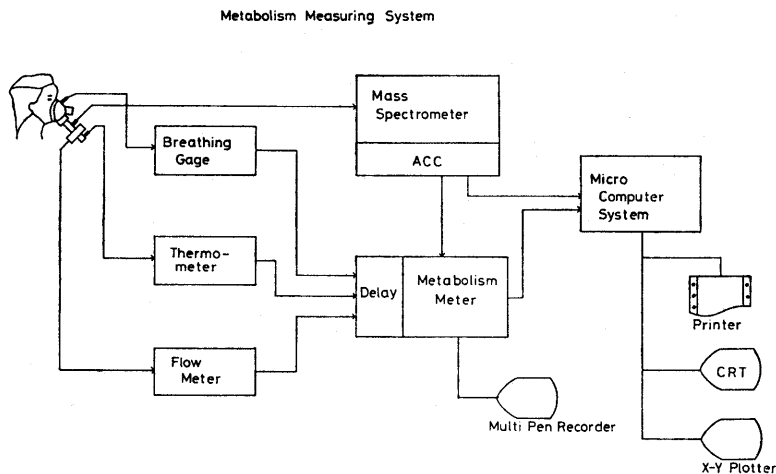


Fig. 1. Measuring System developed for the study of physical physiology.

吸終末ごとにデジタル演算部へ転送する。VE 遅延器も内蔵。上記演算を 30 秒, 1 分繰返しで行いアナログ出力することもできる。

(7) 心拍計

R-波検出方式。30 秒計数 1 分表示。瞬時計数も可。
(特性)

(8) デジタル処理装置

① CPU Z-80, ROM 2 K, RAM 64 K, プログラム CPM, 出力形式 PIO, フロッピーディスク 2 連 (20 D, 20 DL), インターフェイス 16 チャンネル・12 bit A/D コンバータ

② キャラクター・ディスプレイ
プログラム入力, 出力モニター用

(9) 表示装置

① キャラクター・ディスプレイ

② プリンター

印字数 130 字/行, 速度 130 字/秒

前記測定項目中 12~13 項目を呼吸ごと, 又は 10 秒, 30 秒, 1 分ごとに実時間出力。

③ X-Y プロッター (渡辺測器マイプロット)

測定量間の相関図作製。(測定中に同時にフロッピーディスクにメモリーされたデータによる。)

④ 多チャンネル・アナログレコーダ

質量分析計, フローメータ, メタボリズムメータのアナログ出力値を直接記録する。(渡辺測器 5 チャンネル・レコーダ, 位相整合つき)

4. 測定

4.1. 気量測定 of 校正

測定に先立って 2000 ml 容量の校正用ピストンで, VE, VO₂, VCO₂, VN₂ 測定系の感度を校正する。

アナログ測定システムにおいては, 設定されたフローメータ感度においてピストンを全ストロークにわたって押したとき, $\Delta FO_2 (\equiv FO_{2I}/FN_{2I} \cdot FN_{2E} - FO_{2E})$, $\Delta FCO_2 (\equiv FCO_{2E} - FCO_{2I})$, ΔFN_2 にかえて VE=2000 ml に対し, VO₂, VCO₂ の出力を 100 ml, VN₂ の出力を 1500 ml とする校正電圧を入力する。このときの VE, VO₂, VCO₂, VN₂ の出力を 2000 ml, 100 ml, 100 ml, 1500 ml として測定値を校正する。

デジタル測定においては設定されたフローメータ感度においてピストンの 2000 ml ストロークに対し, VE=2000 ml, VO₂=VCO₂=100 ml, VN₂=1500 ml として演算器の感度を校正する。又, このときの VO₂/VE=VCO₂/VE=0.05 となる。

4.2. 測定例

4.2.1 健康男子における運動負荷測定のパターン

測定の一例を Table 1, Fig. 2 に示す。この測定は休息状態からエルゴメータ運動負荷を 5 分ごとに 0.5 kp のステップで 2.0 kp まで逐次増加させたときの RR, VE, TV, VO₂, VO₂/W, VO₂/VE, VCO₂, VCO₂/W, VCO₂/VE, HR, RQ を 30 秒繰返し 1 分値表示で測定したものである。Table 1 は, 実時間測定値, Fig. 2 は測定後に X-Y プロッターによって作図したものである。

①, ②, ③, ④, ⑤, ⑥, ⑦はそれぞれ, VO₂/VE (%),

Table 1. Digital print out fitness test 1.

DATE	: 81.11.17
NAME	: HIRATA
SEX	: MALE
AGE	: 23
HEIGHT	: 171
WEIGHT	: 77
ROOM TEMP	: 24.5
I.D	: BYCICLE 0.5KP-0.5KP UP

NO	TIME	TEMP	RR	VE	TV	VO ₂	VO ₂ /VE	VO ₂ /W	VCO ₂	VCO ₂ /VE	HR	VO ₂ /HR	RQ	VN ₂
30	SECONDS													
1	00:00:33	15.2	13.1	8076	616	326	4.87	4.23	237	3.54	109	2.99	0.727	5966
2	00:01:00	13.3	12.8	8390	655	345	4.94	4.48	254	3.65	109	3.16	0.757	6199
3	00:01:32	15.3	11.2	9301	830	362	4.70	4.70	277	3.59	107	3.38	0.764	6853
4	00:02:06	16.3	14.1	11748	833	411	4.22	5.33	347	3.57	109	3.77	0.845	8650
5	00:02:30	11.6	12.5	8326	666	321	4.65	4.16	255	3.69	99	3.24	0.794	6127
6	00:03:00	14.6	20.0	14109	705	452	3.86	5.87	376	3.22	109	4.14	0.832	10406
7	00:03:30	14.7	24.0	18735	780	590	3.79	7.66	487	3.13	107	5.51	0.826	13848
8	00:04:01	15.3	27.0	19743	731	619	3.78	8.03	536	3.27	115	5.38	0.865	14572
9	00:04:32	15.4	21.2	18964	694	659	4.19	8.55	512	3.25	107	6.15	0.777	14057
10	00:05:00	13.9	19.2	21359	111	773	4.36	10.03	620	3.50	117	6.60	0.802	15812
11	00:05:31	15.4	19.3	21074	1091	756	4.32	9.81	618	3.53	117	6.46	0.817	15596
12	00:06:04	14.8	22.0	21351	970	753	4.25	9.77	600	3.39	109	6.90	0.796	15822
13	00:06:30	14.4	20.6	20110	976	731	4.38	9.49	591	3.54	117	6.24	0.808	14892
14	00:07:01	14.9	24.0	24900	1037	827	4.00	10.74	711	3.44	115	7.19	0.859	16404
15	00:07:31	15.5	21.2	22454	1059	766	4.11	9.94	641	3.44	115	6.66	0.837	16598
16	00:08:01	14.4	22.7	25022	1102	830	4.00	10.77	717	3.45	117	7.09	0.864	18475
17	00:08:32	15.9	22.5	22602	1004	783	4.18	10.16	649	3.46	115	6.80	0.829	16723
18	00:09:02	14.9	22.0	25046	1138	938	4.51	12.18	767	3.69	125	7.50	0.818	18558
19	00:09:31	14.4	22.7	26604	1171	1001	4.53	13.00	815	3.69	123	8.13	0.814	19704
20	00:10:01	14.9	22.0	25649	1165	963	4.52	12.50	806	3.80	123	7.82	0.839	18984
21	00:10:32	15.5	21.2	26152	1233	1042	4.80	13.53	862	3.97	125	8.33	0.826	19362
22	00:11:00	14.0	21.4	27499	1285	1048	4.59	13.61	885	3.88	125	8.38	0.843	20355
23	00:11:31	15.0	24.0	30260	1260	1023	4.07	13.28	928	3.69	125	8.18	0.907	22330
24	00:12:00	15.0	20.0	26454	1322	984	4.74	12.77	850	3.87	122	8.00	0.864	19566
25	00:12:31	15.5	21.2	27176	1281	1000	4.43	12.98	865	3.84	123	8.13	0.865	20092
26	00:13:01	15.0	22.0	29117	1323	1092	4.52	14.18	931	3.85	133	8.21	0.853	21558
27	00:13:31	14.5	24.8	31729	1279	1130	4.29	14.67	996	3.78	131	8.62	0.880	23455
28	00:14:02	16.1	20.6	30039	1458	1158	4.65	15.03	998	4.00	133	8.70	0.861	22222
29	00:14:30	14.2	19.2	29422	1532	1202	4.92	15.61	1025	4.20	141	8.52	0.853	21780
30	00:15:00	15.2	22.0	32895	1495	1299	4.76	16.87	1127	4.13	133	9.76	0.867	24340
31	00:15:30	15.3	20.0	32547	1627	1289	4.77	16.74	1144	4.24	141	9.14	0.867	24062
32	00:16:02	15.8	23.2	33930	1462	1301	4.62	16.89	1166	4.15	139	9.35	0.897	25070
33	00:16:30	14.8	26.8	35178	1312	1336	4.58	17.35	1187	4.06	139	9.61	0.888	26015
34	00:17:01	15.9	23.2	31073	1339	1264	4.90	16.44	1109	4.30	141	8.96	0.877	22987
35	00:17:31	15.3	22.0	32844	1492	1282	4.70	16.64	1156	4.25	141	9.09	0.903	24264
36	00:18:01	14.9	24.8	34303	1383	1287	4.52	16.71	1172	4.12	139	9.25	0.911	25338
37	00:18:32	16.4	24.3	34329	1412	1355	4.76	17.59	1204	4.23	149	9.09	0.888	25381
38	00:19:02	15.3	24.0	35121	1463	1394	4.78	18.10	1252	4.29	149	9.25	0.897	25954
39	00:19:31	14.9	24.8	38390	1547	1481	4.65	19.23	1364	4.28	149	9.93	0.920	28344
40	00:20:01	15.5	26.0	39392	1515	1488	4.55	19.32	1387	4.24	155	9.60	0.932	29058
41	00:20:32	16.1	25.1	37429	1491	1462	4.77	19.24	1378	4.43	155	9.56	0.929	27620
42	00:21:00	14.6	23.5	39529	1682	1519	4.63	19.72	1415	4.31	155	9.80	0.931	29161
43	00:21:31	16.2	25.1	39434	1571	1534	4.69	19.92	1407	4.30	155	9.89	0.916	29136
44	00:22:01	15.6	24.0	39738	1655	1560	4.73	20.25	1436	4.36	155	10.06	0.922	29352
45	00:22:30	15.1	22.7	39084	1721	1599	4.93	20.78	1459	4.50	163	9.80	0.912	29660
46	00:23:00	15.6	26.0	39829	1531	1546	4.68	20.10	1412	4.27	155	9.98	0.912	29430
47	00:23:31	16.2	21.2	33967	1602	1221	4.33	15.85	1186	4.22	149	8.19	0.972	25016
48	00:24:01	15.5	22.0	29007	1318	900	3.74	11.68	954	3.96	121	8.67	1.060	21274
49	00:24:30	15.0	22.7	26113	1150	634	2.92	8.23	755	3.48	133	4.76	1.191	11073

RQ, HR (/min.), RR (/min.), VO₂ (l/min.), VCO₂ (l/min.), VE (l/min.) を表わす。Table 2 はこの測定に先立って行われた較正検証のための測定結果である。2000 ml のピストンストロークに対し、VE=2000, VO₂=VCO₂=100, VN₂=1500, VO₂/VE=VCO₂/VE=0.05, RQ=1.00 の偏差は測定誤差の程度を表わす。

Fig. 3 は同じ被検者において負荷を 2.0 kp から 5 分ごとに 0.5 kp ステップで、3.0 kp (オールアウト) まで増加させたとき、Fig. 4 は 5 分間の休息、2.0 kp で 10 分間の負荷、ついで 15 分間の休息の下で測定した結果を示す。

同様な測定を健常男子数名について行った。Table 3 はこれらの測定の被検者のプロフィールと測定条件を表わす。

これらの測定結果より、健常者の運動負荷測定パターンにおいて以下の特徴が認められた。

1. VO₂ (VO₂/W), VCO₂, VE と運動負荷量の関係

(1) 軽い運動から中程度の運動負荷量 (2.5~3.0 kp) に至る範囲において VO₂ (又は VO₂/W) の変化は負荷量に対し、ほとんど直線的に増加する。VE も同様の傾向を示す。これに対し VCO₂ の増加率は負荷量に対し漸増の傾向をもつ。

(2) 中程度の負荷からオールアウトに至る範囲において VO₂ の増加は鈍化し、VO₂ max に至る。これに対し VE, VCO₂ は引き続き一様に増加し、オールアウト値に至る。

(3) ステップ状の運動負荷時の VO₂ の立上り、終了時の立下りは、時間に対し指数関数的傾向をもつ。

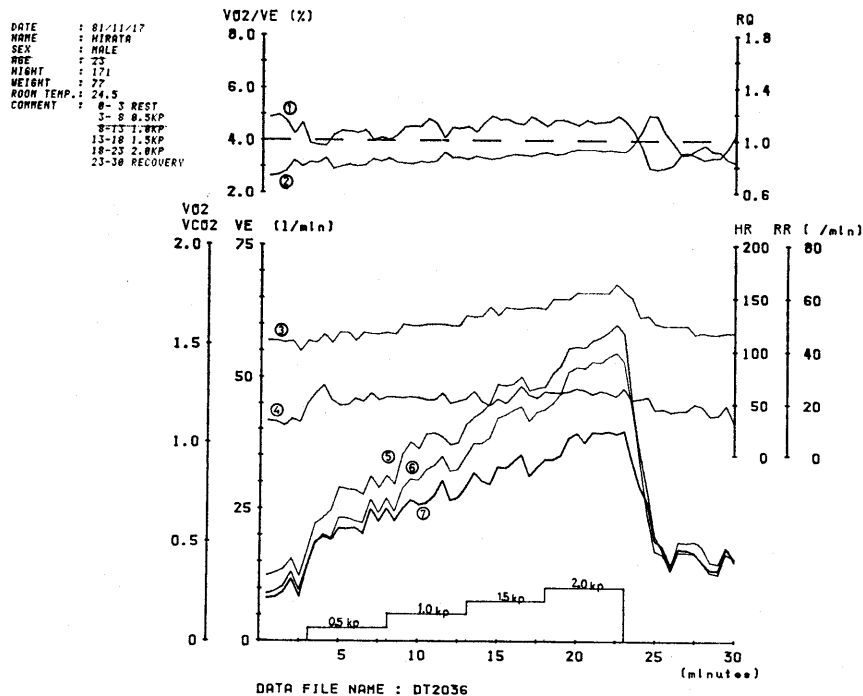


Fig. 2. Graphical display of the fitness test 1; Marks ①, ②, ③, ④, ⑤, ⑥, ⑦ represent VO_2/VE , RQ, HR, VO_2 , VCO_2 and VE respectively.

Table 2. Exermination of Scaling Test. Correct value VE, VO_2 , VCO_2 , RQ are 2000 ml, 100 ml, 100 ml, 1.000 respectively.

MECHANICAL READ VOLUME = 0 ml	NO	TIME	TEMP	VE	TV	VO_2	VO_2/VE	VO_2/W	VCO_2	VCO_2/VE	HR	VO_2/HR	RQ	VN2
SCALING TEST (H.O.V= 0 ml)														
1	00:00:05	19.5	1.0	2004	2004	100	4.99	***	100	4.99	0	***	1.000	1502
2	00:00:13	19.5	1.0	1982	1982	100	5.04	***	99	4.99	0	***	0.990	1488
3	00:00:24	19.5	1.0	1994	1994	102	5.11	***	99	4.96	0	***	0.970	1498
4	00:00:34	19.5	1.0	1985	1985	102	5.13	***	99	4.98	0	***	0.970	1490
5	00:00:45	19.5	1.0	1996	1996	102	5.11	***	99	4.95	0	***	0.970	1499
6	00:00:56	19.5	1.0	1996	1996	103	5.16	***	99	4.95	0	***	0.961	1499
7	00:01:08	19.5	1.0	2000	2000	103	5.15	***	100	5.00	0	***	0.970	1501
8	00:01:20	19.5	1.0	1997	1997	103	5.15	***	100	5.00	0	***	0.970	1500
9	00:01:33	19.5	1.0	1991	1991	104	5.22	***	99	4.97	0	***	0.951	1495
10	00:01:46	19.5	1.0	2002	2002	104	5.19	***	100	4.99	0	***	0.961	1501
11	00:02:00	19.5	1.0	2002	2002	104	5.19	***	100	4.99	0	***	0.961	1501
12	00:02:15	19.5	1.0	1997	1997	105	5.25	***	100	5.00	0	***	0.952	1477
13	00:02:30	19.5	1.0	1996	1996	104	5.21	***	100	5.01	0	***	0.961	1495
14	00:02:46	19.5	1.0	2009	2009	106	5.27	***	100	4.97	0	***	0.943	1502

2. VO_2/VE , VCO_2/VE , VCO_2/VO_2 ($\equiv RQ$) と運動負荷の関係

(1) 運動開始時

運動開始直後において VO_2/VE はオーバーシュートの急増し 2~3 分後に定常値に達する。一方, RQ は直後に減少し 2~3 分後, 定常状態に達する。 VCO_2/VE は徐々に増大して定常値に達する。

(2) 軽中度の運動継続中

VO_2/VE , VCO_2/VE とともにほぼ一定値を保つが, 前者はやや減少の傾向を示す。RQ は漸増の傾向を示す。

(3) オールアウトに至る重度の負荷の増加に対し, VO_2/VE は減少, VCO_2/VE はほぼ一定の傾向をもつ。

RQ は更に漸増し 1 のラインに近づき, やがてこのラインを越える。このしきい値における HR, VO_2/W は運動の強度, 運動時間, 個人的生理条件によって大きな拡がりをもつが, ほぼ $VO_2/W=30\sim40$ [ml/kg·min.], HR=150~180 の範囲であった。

(4) 運動停止後

VO_2/VE は一旦, 休息時レベル以下に急落し徐々に休息時レベルに回復する。これに対し VCO_2/VE はほ

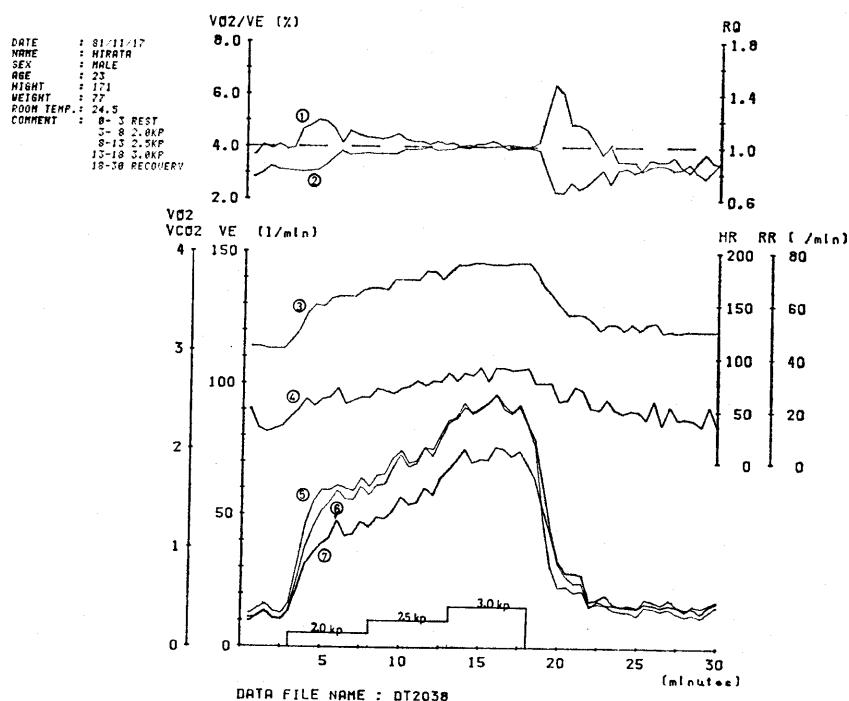


Fig. 3. Graphical display of the fitness test 2; Marks ①, ②, ③, ④, ⑤, ⑥, ⑦ represent V_{O_2}/V_E , RQ, HR, V_{O_2} , V_{CO_2} and VE respectively.

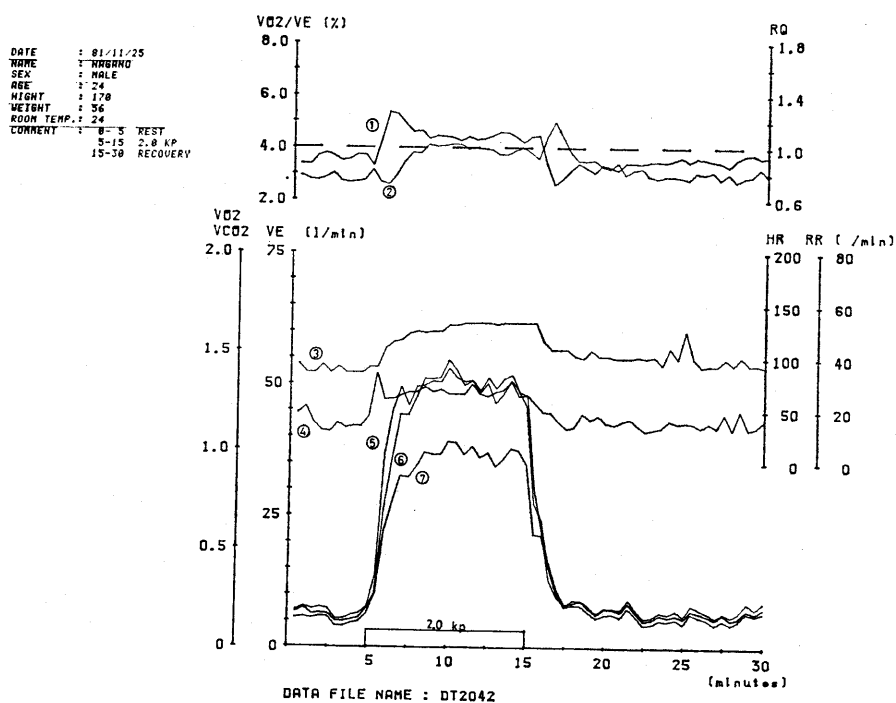
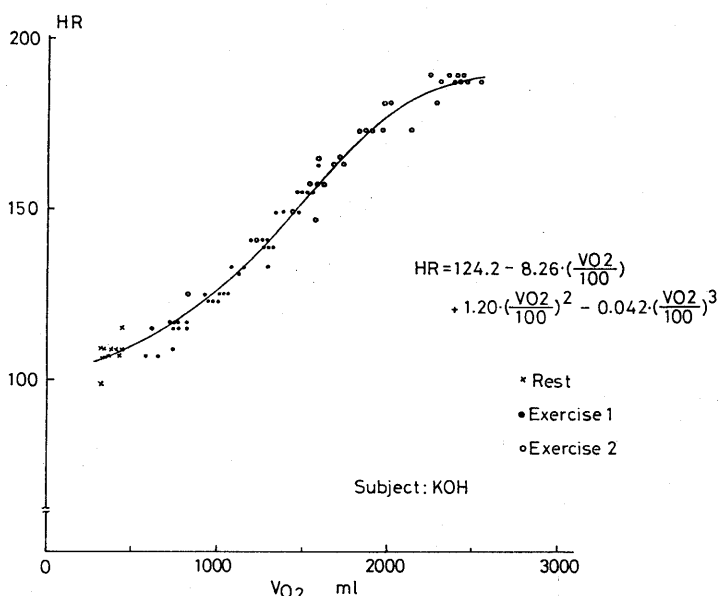


Fig. 4. Graphical display of the fitness test 3; Marks ①, ②, ③, ④, ⑤, ⑥, ⑦ represent V_{O_2}/V_E , RQ, HR, V_{O_2} , V_{CO_2} and VE respectively.

Table 3. List of the Fitness Test treated in this paper.

INITIAL	SEX	AGE	HEIGHT [cm]	WEIGHT [kg]	TRAINING HISTORY		LOAD OF EXERCISE [x5m.kp/sec]							
					PAST	PRESENT	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	0-2.0	2.0-3.0	0-ALL OUT
Ko.H	MALE	23	171	77	SOCCER		○	○	○	○		○	○	
H.I	MALE	24	169	63	MOUNTAIN CLIMBING		○	○	○	○				
Ka.H	MALE	23	166	64	KENDO	WEIGHT TRAINING	○	○	○					
A.T	MALE	23	168	63	HANDBALL		○	○	○					
N.K	MALE	20	167	55	LONG DISTANCE RUN	WALKING RACE	○	○	○					○
K.T	MALE	34	168	63	LONG DISTANCE RUN		○	○	○	○	○			○
A.N	MALE	24	170	56	MOUNTAIN CLIMBING			○				○	○	○

Fig. 5. Correlation between HR and VO_2 deduced from the test 1 and 2. The HR is approximated in third order function of VO_2 .

ば指数関数的に減少し回復する。

一方、RQ 値は運動停止直後に急増し、その後はば指数関数的に減少する。この運動後の RQ の過渡的増分は、運動の強度、時間に依存する。同一人における同一の運動量に対してもウォーミング・アップなどによる生理的变化によって大きく変化（適度なウォーミング・アップの場合、減少）する。これらの傾向は健康な被検者に共通なものであるが、その程度は被検者間かなりの差異が認められる。

3. HR- VO_2 の相関

Fig. 5 は、Fig. 2, Fig. 3 の測定結果を HR- VO_2

の関係でプロットしたものである。この測定結果は休息状態からオールアウト近くまでの運動負荷量に対応する。

(1) この場合の相関は明らかに三次関数的である。測定範囲によっては、直線近似、二次関数近似も可能である。同程度の運動負荷に対して、(2) 二次近似で十分な、(3) ほとんど一次近似で十分な測定例もみられた。

試みに全測定例を (2), (3) のパターンのグループに分け、それぞれのグループにおいて原点を一致させ、 VO_2 に対する HR の増加率を比較した。Fig. 6, Fig. 7 にこの結果を示す。

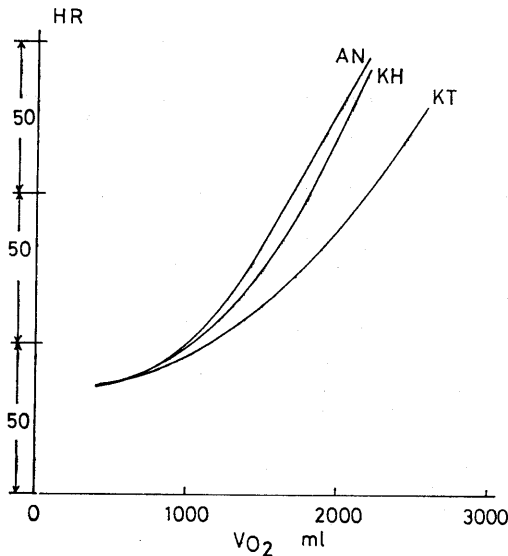


Fig. 6. Relations between HR and VO_2 deduced from the tests listed on the table 3. The relations are parabolic.

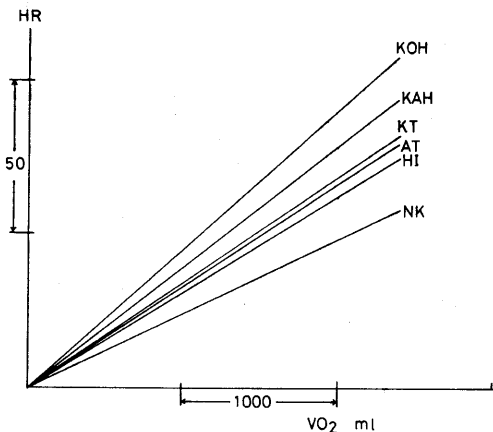


Fig. 7. Relations between HR and VO_2 deduced from the tests listed on the table 3. The relations are linear.

現役の競歩選手で被検者の中で最も大きな持久力をもつと思われる N.K. の場合、直線グループに属しその傾き $\Delta HR/\Delta VO_2$ はグループ中最小であった。HR- VO_2 曲線の勾配は鍛練の程度に対しより小さな値をもつ傾向にある。この結果は従来のダグラスバッグ法による Andersen, Hart ら^{9),10)}の測定結果と一致する。本実験においては、高い応答の測定故に HR- VO_2 のより高次の相関の測定が可能になったと思われる。これらの測定結

果についての生理学的解釈は今後の研究にまつ。

5. 考 察

提示した測定法について、運動生理学への応用の観点から測定法上の問題点について考察する。

5.1. 本測定法の誤差要因

- (1) 測定法に由来するもの
 - 1) VO_2 , VCO_2 の演算法に由来するもの
 - 2) フロー、濃度測定の時間差の修正の不完全
 - 3) 気温、湿度、気圧の不完全補正
- (2) 演算システムにおける演算誤差
- (3) 基礎測定量の測定誤差
 - 1) 呼吸温度測定の誤差
 - 2) 呼吸流速の測定誤差
 - 3) ニューモタコ部位の気流温度の測定誤差
- (4) マスク・フローメータを含む測定ガス回路の特性

などがある。

本研究においてはこれらの問題を絶えず吟味・検討し、基礎的測定法と装置の改良を重ね新しい応用測定法の開発を試行した。

5.2. 基礎的測定装置の測定精度

(1) 呼吸分析用質量分析計に関しては、 FO_2 , FCO_2 の測定精度において VO_2 , VCO_2 の測定誤差への波及 $\pm 1\%$ の程度である。

(2) ニューモタコによる気量測定に関しては、フローの大きさに対する出力の直線性、組成、気温の異なるガスフローによる感度の変化、気量の温度、湿度、圧力補正の不完全さによる測定誤差等多くの誤差要因をもつ。本測定法においては、吸気、呼気に対するニューモタコの感度差、マスク内での呼吸平均温度の実測によって決定した補正係数を先に示した VE , VO_2 , VCO_2 の測定式に作用させることによって、これらの誤差を最小限のものとするよう配慮した。しかしながら過大な流速に対する感度変化の補正は十分ではない。

(3) VO_2 , VCO_2 の演算に先立つ vE , FO_{2E} , FCO_{2E} FN_{2E} の位相整合のための vE の遅延は正確を要する。この vE の遅延はサンプルガスのガス導入過程における輸送時間による FO_2 , FCO_2 , FN_2 の vE に対する遅延を補償するものであるが、サンプルガスの組成、温度、導入パイプの形状、パイプ両端の圧力差などに依存する。本測定法においては、これらの要因の理論的、実験的吟味の上に立って、導入系の設計に十分な配慮が加えられた。この要因の測定誤差への波及は $1\sim 2\%$ 以内に

とどまるものと思われる。

5.3. VO_2 , VCO_2 測定法についての考察

本測定法において、 VO_2 , VCO_2 の演算式の誘導にあたって $\text{VN}_{2\text{E}} = \text{VN}_{2\text{I}}$ を仮定した。 $(\text{FO}_{2\text{I}} - \text{FO}_{2\text{E}})$ の代りに $(\text{FO}_{2\text{I}}/\text{FN}_{2\text{I}} \cdot \text{FN}_{2\text{E}} - \text{FO}_{2\text{E}})$ を用いることによって、 $\text{RQ} = 0.8$ の定常状態の呼吸時において $\text{VO}_2 \neq \text{VCO}_2$ に起因する系統的誤差因子 4% を補償した。しかしながら呼吸パターンの変化する過渡時においては、この補正は必ずしも機能し得ない。又、このとき肺胞内ガス濃度 FAO_2 , FACO_2 , FAN_2 が変化することによって口元で測定された VO_2 , VCO_2 は、肺胞内でのガス分布に要する気量をも含むものであり、真に肺胞、肺血流間のガス交換量を表わすものではない。運動負荷過渡時の測定結果、特に呼吸ごと、10 秒ごとの測定結果については、この点を考慮した解釈がなされるべきである。

これらの問題点にもかかわらず、本測定法によって運動負荷時の呼吸代謝因子に関し、より多角的で、より正確、微細構造的測定が可能になったと思われる。

注：本論文では換気量，酸素摂取量，炭酸ガス産生量等の分時値の表現として、 $\dot{\text{V}}\text{E}$, $\dot{\text{V}}\text{O}_2$, $\dot{\text{V}}\text{CO}_2$ の変りにプリンターでの出力様式と統一するために VE , VO_2 , VCO_2 を用いた。

謝 辞

本研究にあたって、装置製作、実験に御協力いただいた石井均氏、小室恭二氏をはじめ、東京理科大学・理工

学部・医用質量分析学研究室の方々に深く感謝致します。

また、研究の遂行にあたり絶えざる励ましと御教示をいただいた、日本体育大学・体育研究所所長・正木健雄氏に心より感謝致します。

参考文献

- 1) I. Nishi, G. Tomizawa and L. Tatsuta: *Mass Spectroscopy Japan*, 26 (1), 67, 1978.
- 2) 西 功, 富沢儀一, 渋谷 寛, 石井 均, 立田ルミ: 質量分析, 29 (2), 179, 1981.
- 3) I. Nishi, S. Sugai, K. Kimura: *Mass Spectroscopy Japan*, 22, 3191, 1974.
- 4) 西 功, 富沢儀一, 立田ルミ, 石井 均, 鈴木康二: 質量分析, 30 (1), 1982, 掲載予定.
- 5) G. Cumming: *Respiration Physiology*, 1, 238, 1966.
- 6) W. L. Beaver, K. Wasserman and B. J. Whipp: *J. Appl. Physiol.*, 34, 128, 1973.
- 7) P. Watkins: *The Medical and Biological Application of Mass Spectrometry*, edited by J. P. Payme, J. A. Bushman and D. W. Hill, 119, Academia Press, 1979.
- 8) I. Nishi, G. Tomizawa and S. Sugai: *Advances in Mass Spectrometry*, 7B, P1103, 1975.
- 9) K. L. Andersen, A. Bolstad, Y. Loynning and L. Irving: *Physical fitness of Arctic Indians*, *J. Appl. Physiol.*, 15, 645-648, 1960.
- 10) K. L. Andersen and J. S. Hart: *Aerobic working capacity of Eskimos*, *J. Appl. Physiol.*, 18, 764-768, 1963.